



①⑨ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 42 13 788 A 1**

⑤① Int. Cl. 5:
H 04 B 15/00
A 61 B 5/0402

②① Aktenzeichen: P 42 13 788.8
②② Anmeldetag: 27. 4. 92
④③ Offenlegungstag: 28. 10. 93

DE 42 13 788 A 1

⑦① Anmelder:
Bellin, Howard T., New York, N.Y., US; Dingwall,
Robert P., Clinton Corners, N.Y., US

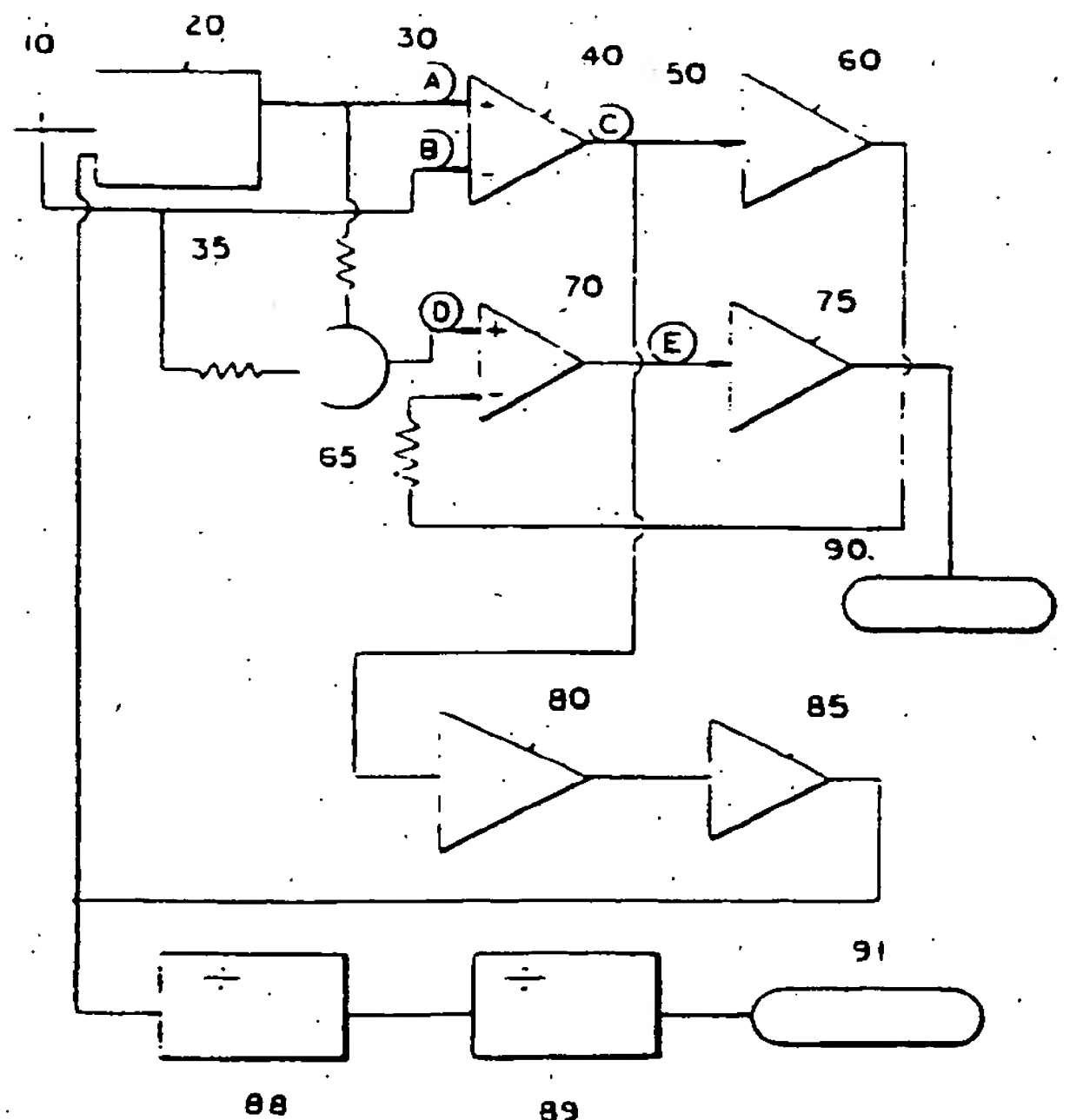
⑦④ Vertreter:
Diehl, H., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat., 80639 München;
Glaeser, J., Dipl.-Ing., 22767 Hamburg; Hiltl, E.,
Dipl.-Chem. Dr.rer.nat.; Burger, E., Dipl.-Ing.,
Pat.-Anwälte, 80639 München

⑦② Erfinder:
gleich Anmelder

BEST AVAILABLE COPY

⑤④ System, Verfahren und Vorrichtung zur Eliminierung von Artefakten aus elektrischen Signalen

⑤⑦ Angegeben wird ein System zur Verarbeitung einer sich wiederholenden, zusammengesetzten Wellenform, welches einen signifikanten Teil von Artefakten und anderem Rauschen aus einem gewünschten Quellensignal entfernt oder wenigstens vermindert. Das System verwendet einen Phasendetektor (40) zur Isolierung von Artefakten aus dem Quellensignal, welche dann zur Verarbeitung, beispielsweise einer EKG-Wellenform, eingesetzt werden. Das angegebene Verfahren und die angegebene Vorrichtung sind insbesondere dazu geeignet, EKG-Signale zu verarbeiten, welche den Herzzustand widerspiegeln. Das erhaltene, artefakt- und rauschfreie Signal erlaubt eine schnellere und zuverlässigere Diagnose des Zustands des Patienten.



DE 42 13 788 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 09. 93 308 043/400

9/48

Die vorliegende Erfindung betrifft allgemein ein System zur Verstärkung eines elektrischen Signals und insbesondere eine Vorrichtung und ein Verfahren zum Beseitigen des Rauschens und von Artefakten aus einem elektrischen Signal mit einer sich wiederholenden, zusammengesetzten Wellenform.

Ein Hauptanliegen bei der Entwicklung von elektrischen Schaltkreisen zur Signalverarbeitung ist die Eliminierung oder Verminderung des Rauschens. Wegen der breiten Vielfalt an gewünschten, zur Verarbeitung bestimmten Quellensignalen und den dazugehörigen Rauscharten wurde eine Fülle an Rauschverminderungssystemen entwickelt. Diese Systeme nach dem Stand der Technik reichen von einfachen Filtern bis zu programmgesteuerten Signalverstärkungscomputern. In den meisten Fällen sind diese herkömmlichen Rauschverminderungssysteme darauf ausgerichtet, das Rauschen in einem Signal mit sich nicht wiederholender Wellenform einer bestimmten Zusammensetzung zu vermindern. Ein Beispiel für ein solches Signal wäre eine Tonspur eines Tonbandes oder einer Langspielplatte. Eine Tonsignalquelle bildet eine im wesentlichen sich nicht wiederholende Wellenform, bestehend aus vielen verschiedenen Frequenzkomponenten, welche das gewünschte Signal sowie das dazugehörige Rauschen bilden. Um das Rauschen zu vermindern, dehnen und verdichten die Schaltkreise Ausschnitte des Tonsignals, wobei selektiv die am meisten vom Rauschen betroffenen Frequenzen unterdrückt werden. Es ist jedoch von Nachteil, daß dadurch auch Teile des Quellensignals unterdrückt oder eliminiert werden, so daß die Ausgangsqualität des Signals in dem Maße vermindert wird, wie gleichzeitig das Rauschen entfernt wird.

Daneben gibt es wichtige Quellensignale mit einer sich wiederholenden, zusammengesetzten Wellenform. Beispielsweise sind auf medizinischem Gebiet Kardiologen sehr an den vom Herzmuskel während des Blutpumpens erzeugten elektrischen Signalen interessiert. Dieses Signal nennt man Elektrokardiogramm oder EKG, welches in Abhängigkeit jedes Herzschlages eine sich wiederholende, zusammengesetzte Wellenform aufweist. Diese zusammengesetzte Wellenform ist eingehend von Kardiologen untersucht worden. Die Wellenform wurde zur detaillierten Untersuchung in bestimmte Schlüsselabschnitte zerlegt. Dabei wurde herausgefunden, daß verschiedene Veränderungen in der Wellenform mit Änderungen der Herzfunktion in Zusammenhang stehen. Aus bestimmten Veränderungen der Wellenform können oft gesundheitliche Probleme des Herzens vorhergesagt werden. Die Veränderungen sind daher wichtig bei der Diagnose und Verhinderung von Herzkrankheiten.

Die Bedeutung des EKG bei der Überwachung der Gesundheit des Herzens kann gar nicht überbewertet werden. Das Ablesen eines Patienten-EKG, das oft direkt in der Praxis des Arztes aufgezeichnet wird, ist für den Kardiologen zur Routine geworden. Dabei setzt der Kardiologe üblicherweise einen Oszillographen oder ein ähnliches Gerät zur direkten Wiedergabe der EKG-Wellenform und schließlich einen Zeitkennbilddruck des aufgenommenen EKG ein. Der Kardiologe untersucht dann den EKG-Ausdruck und sucht nach möglichen Problemen. Der Kardiologe kann auch den aktuellen EKG-Ausdruck mit einem früheren vergleichen. Abweichungen der beiden EKG-Signale deuten oft auf gesundheitliche Probleme hin. Beispielsweise weist ein er-

höhter oder erniedrigter ST-Abschnitt des EKG auf einen bestimmten Herzklappenfehler hin. Die Bedeutung des ST-Abschnitts wird eingehender in dem US-Patent 4,546,776, dessen Offenbarung hiermit in seiner Gesamtheit in die vorliegende Anmeldung aufgenommen wird, erläutert.

Wie in der vorgenannten US-Patentschrift beschrieben ist, kann es für das menschliche Auge allein schwierig sein, Änderungen der EKG-Wellenform zu erkennen. Zusätzlich gibt es noch eine ganze Reihe an Rauschquellen, die weiterhin dazu beitragen, die geringen Änderungen des Signals, welche für eine richtige Diagnose von Bedeutung sind, unsichtbar zu machen. Zu diesen Rauschquellen gehören beispielsweise das allen elektrischen Schaltkreisen innewohnende Rauschen zusätzlich zu den Signalartefakten, die durch die Bewegung des Patienten verursacht werden, unechte, nicht mit der Herzfunktion zusammenhängende elektrische Entladungen sowie Rauschquellen, wie fluoreszierendes Licht, in der Praxis des Arztes.

Rauschbedingte Artefakte in einem EKG erschweren weiterhin ein genaues Ablesen durch den Kardiologen, was eine fehlerhafte Diagnose mit lebensbedrohenden Folgen für den Patienten nach sich ziehen kann.

Der vorliegenden Erfindung liegt somit die Aufgabe zugrunde, ein System zur Verfügung zu stellen, das die Entfernung oder eine wesentliche Verminderung von Artefakten oder anderem Rauschen aus einem Signal mit einer sich wiederholenden, zusammengesetzten Wellenform ermöglicht. Daneben stellt sich die Erfindung die Aufgabe, eine Vorrichtung zur Verminderung des Rauschens in einem sich wiederholenden Signal ohne substantielle Zerstörung der zusammengesetzten Wellenform anzugeben. Außerdem hat die Erfindung zur Aufgabe, ein Verfahren zur Unterdrückung des Rauschens und anderen Artefakten in einem EKG zur Verfügung zu stellen. Schließlich liegt der Erfindung auch noch die Aufgabe zugrunde, ein System anzugeben, zwei oder mehrere, zu verschiedenen Zeitpunkten aufgenommene zusammengesetzte Wellenformen zu kombinieren, um dadurch sich nicht wiederholendes Rauschen und Artefakte aus der zusammengesetzten Wellenform zu isolieren.

Die Erfindung löst die obengenannten Aufgaben durch das im Patentanspruch 1 angegebene System, das im Patentanspruch 7 angegebene Verfahren und die in Patentanspruch 10 angegebene Vorrichtung. In den Patentansprüchen 2 bis 6 sind vorteilhafte Ausgestaltungen des Systems, in den Patentansprüchen 8 und 9 vorteilhafte Ausgestaltungen des Verfahrens und in den Patentansprüchen 11 und 12 vorteilhafte Ausgestaltungen der Vorrichtung angegeben. Weitere Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung sowie der Zeichnung.

Allgemein gesprochen wird die der Erfindung zugrundeliegende Aufgabe durch einen speziellen Schaltkreis gelöst, der ein ankommendes EKG-Signal aufnimmt und in wenigstens zwei Signalzweige aufteilt. Ein Signalzweig wird um den Zeitwert verzögert, der einem ganzen Vielfachen der Periode der zusammengesetzten Wellenform gleich ist.

Ein Phasendetektor hält die Phase und isoliert daneben das Rauschen aus dem Signal. Das isolierte Rauschen wird vom kombinierten Eingangssignal abgezogen, was zu einem artefaktfreien Ausgangssignal führt.

Gemäß einer weiteren Ausführungsform der Erfindung findet keine Zeitverzögerung statt, und das Echtzeitsignal wird mit einer EKG-Wellenform detektiert,

welche in Synchronisation mit dem Echtzeitsignal aus einem Speicher abgerufen wird, wodurch auch das Rauschen isoliert wird. Das isolierte Rauschen wird dann vom Echtzeitsignal und vom gespeicherten Signal abgezogen.

Die Erfindung wird nun anhand eines Ausführungsbeispiels erläutert, das im folgenden im Zusammenhang mit der Zeichnung näher beschrieben ist. In der Zeichnung zeigt Fig. 1 die Wiedergabe eines EKG-Signals in Echtzeit;

Fig. 2a ein Blockdiagramm einer Ausführungsform der Erfindung;

Fig. 2b ein Blockdiagramm für eine ähnliche, zweite Ausführungsform der Erfindung; und die Fig. 3a bis e eine Reihe von EKG-Signalwiedergaben, die zu verschiedenen Zeitpunkten der Signalverarbeitung aufgenommen worden sind. Einzelheiten dazu finden sich in der nachfolgenden Beschreibung.

Die vorliegende Erfindung geht von dem grundlegenden Aspekt aus, daß Rauschen und Artefakte aus einem sich wiederholenden, zusammengesetzten Signal aufgrund der Tatsache entfernt werden können, daß das Rauschen und die Artefakte sich im wesentlichen nicht oder mit einer von der gewünschten Wellenform abweichenden Periode wiederholen. Die sich wiederholende, zusammengesetzte Wellenform ist in einer Weise phasenstarr, welche die Signalabschnitte (Rauschen und Artefakte) isoliert, die sich nicht intrinsisch mit der Wellenform wiederholen. Die isolierten Artefakte werden dann aus einer kombinierten zusammengesetzten Wellenform auf eine Weise entfernt, die im folgenden näher beschrieben wird, wodurch ein weitestgehend artefaktfreies EKG-Signal gewonnen wird.

Vor diesem Hintergrund wird in Fig. 1 ein detailliertes Diagramm eines typischen Elektrokardiogramms oder EKG-Signals gezeigt. Es ist nur der einem einzigen Herzschlag entsprechende Teil des Signals gezeigt, welcher die sich wiederholende, komplexe Wellenform darstellt, die der erfindungsgemäßen Signalverarbeitung unterzogen wird. Wie in Fig. 1 gezeigt, kann ein EKG in eine Sequenz charakteristischer Abschnitte zerlegt werden, deren Summe die in Fig. 1 gezeigte zusammengesetzte Wellenform bildet. Wie eingangs bereits erwähnt wurde, erfordert eine richtige medizinische Diagnose ein klares Bild von kleinen Veränderungen in diesen charakteristischen Abschnitten. Obwohl das Hauptaugenmerk des Kardiologen diesen individuellen Abschnitten gilt, arbeitet die vorliegende Erfindung mit der zusammengesetzten Wellenform als Ganzes und nicht mit den individuellen Abschnitten allein.

Dies ist deutlicher in Fig. 2a gezeigt, die ein schematisches Blockdiagramm des Arbeitssystems der vorliegenden Erfindung darstellt. In Fig. 2a wird das Eingangss-EKG-Signal von einem Herzsensoren oder ähnlichem (nicht gezeigt) aufgenommen, wodurch im Knoten 10 ein Eingangssignal gebildet wird. Dieses Eingangssignal wird dann in zwei separate Signalzweige aufgeteilt, wodurch zwei Echtzeitträger des aufgenommenen EKG hergestellt werden. Der erste Signalzweig wird zu dem analogen Verzögerungsschaltkreis 20 geführt. Schaltkreis 20 verzögert das Echtzeit-EKG-Signal um einen mit einem Herzschlag verbundenen Zeitwert, d. h. mit einer Periode der zusammengesetzten Wellenform aus Fig. 1. Obwohl dadurch eine Verzögerung um eine Periode auftritt, bedeutet dies keinerlei Beschränkung; tatsächlich kann die Verzögerung durch den Schaltkreis 20 auf einige ganze Vielfache dieser Periode eingestellt werden und die einzige intrinsische Beschränkung ist

die, daß die Zeitverzögerung so gewählt wird, daß der verzögerte Signalzweig in Phase mit dem unverzögerten Teil des Signals bleibt, wie zur Klarstellung im folgenden näher beschrieben wird. Das sich aus dem Schaltkreis 20 ergebende Signal wird bei dem Knoten 30 in zwei Äste aufgeteilt. Ein Probensignal am Punkt (A) in Fig. 2a ist in Fig. 3a gezeigt.

Das Echtzeit-EKG-Signal wird ebenfalls geteilt, und zwar bei dem Knoten 35 in Fig. 2a, wobei die zwei Äste zu dem Phasendetektor 40 und dem Summierungsknoten 65 gerichtet sind. Das Echtzeitsignal, von dem eine an dem Punkt (B) in der Fig. 2a genommene Probe in Fig. 3b wiedergegeben ist, wird bei dem Detektor 40 mit dem verzögerten Signalzweig vereinigt, wodurch das Ausgangssignal (C) zu dem Knoten 50 entsteht. Es sollte an dieser Stelle klargestellt werden, daß der verwendete Echtzeitsignalzweig nur aus Gründen der Verdeutlichung eingesetzt wird und daß das System für korrekten Betrieb lediglich zwei zeitversetzte und in Phase befindliche Signalzweige von dem Knoten 30 und 35 benötigt, welche den Detektor 40 speisen.

Während eines In-Phase-Betriebs des Phasendetektors 40 enthält das Ausgangssignal des Knoten 50 im wesentlichen nur die Artefakte der zwei Eingangssignale des Detektors. Diese Artefakte sind hauptsächlich Hochfrequenzsignale, die durch den Hochpaßfilter 60 hindurchgehen. Der Durchlaßbereich des Filters 60 kann in Abhängigkeit der auftretenden Artefakte eingestellt werden. Das Ausgangssignal des Filters 60 wird dann am negativen Pol eines Math-Verstärkers 70 eingespeist.

Der Echtzeitsignalzweig von dem Knoten 35 und der vom Knoten 30 aufgenommene verzögerte Signalzweig werden im Summierungsknoten 65 summiert. Dies ergibt das zweite, am positiven Pol eingespeiste Eingangssignal für den Math-Verstärker 70. Ein Probeneingangssignal (D) für den positiven Pol des Math-Verstärkers ist in Fig. 3d als die Summe der in den Fig. 3a und 3b angegebenen Wellenformen gezeigt. Das Ausgangssignal des Math-Verstärkers 70 bildet die EKG-Wellenform ohne störende Artefakte. Dieses Ausgangssignal wird dann von dem Verstärker 75 gepuffert, wodurch das endgültige, von Artefakten befreite EKG für die Anzeige 90 gebildet wird.

Nach der obigen Beschreibung wird von einem Betrieb in Phase ausgegangen, der folgendermaßen erreicht wird. Der Knoten 50 leitet das Ausgangssignal des Detektors 40 zu dem Tiefpaßfilter 80 weiter, welcher wiederum den spannungsgeregelten Oszillator 85 speist. Während des Betriebs in Phase enthält das Signal (C) nur hochfrequentes Rauschen, welches mittels des Tiefpaßfilters 80 entfernt wird. Wenn der verzögerte und der unverzögerte Signalzweig außer Phase geraten, erzeugt der Phasendetektor 40 ein Ausgangssignal mit einem der Außer-Phase-Bedingung entsprechenden Niederfrequenzanteil. Dieser Anteil tritt durch den Filter 80 hindurch und löst den spannungsgeregelten Oszillator (VCO) 85 aus, welcher wiederum eine korrigierende Schlagfrequenz für den Verzögerungsschaltkreis 10 erzeugt, wodurch die entsprechenden Signale wieder in Phase gebracht werden. Zusätzlich kann das Signal, da der VCO auf einige Vielfache der Frequenz des Herzschlags eingestellt ist, durch fortlaufende Zähler (Teiler) 88 und 89 so verarbeitet werden, daß ein wie in der Anzeige 91 angegebenes, der Pulsfrequenz entsprechendes Signal ausgegeben wird.

Bei einer weiteren Ausführungsform der vorliegenden Erfindung wird eine gespeicherte EKG-Wellenform

durch eine verzögerte EKG-Wellenform ersetzt. Wie in Fig. 2b gezeigt ist, wird hier eine ein für einen bestimmten Patienten gespeicherte EKG enthaltende Speichereinrichtung 111 verwendet. Das Ausgangssignal der Speichereinrichtung 111 ist ein kontinuierliches Signal, welches die gespeicherte zusammengesetzte Wellenform in Phase mit der gegenwärtig gemessenen EKG-Wellenform wiederholt. Der Betrieb in Phase wird mittels des das Ausgangssignal des Speichers 111 steuernden Vca 185 aufrechterhalten, entsprechend den Phasenabweichungen, welche stromaufwärts von dem Detektor 40 festgestellt werden. Das EKG-Signal befindet sich dann in Phase mit dem aufgenommenen EKG und die Signalverarbeitung erfolgt wie oben beschrieben.

Für die praktische Durchführung der Erfindung werden bekannte Sensoren und Signalverarbeitungsanlagen verwendet. Beispielsweise enthält, wie in Fig. 3 gezeigt, ein verzögertes Signal die charakteristische Wellenform eines EKG mit den Artefakten 100 und 110, siehe Fig. 3a. Ein zweites Echtzeit-EKG weist die selbe charakteristische Wellenform, jedoch mit den Artefakten 120 auf. Wenn diese beiden Wellenformen in dem Detektor 40 kombiniert werden und sich in Phase befinden, werden die charakteristischen Wellenformen ausgelöscht und es bleiben nur die in Fig. 3c gezeigten Artefakte 100, 110 und 120 übrig.

Gleichzeitig damit werden der verzögerte und der unverzögerte Signalzweig, welche alle Artefakte enthalten, im Summierungsknoten 65 summiert, wodurch das in Fig. 3d gezeigte vergrößerte Amplitudensignal gebildet wird, welches die aufgezeigten Artefakte wieder aufweist. Die vereinigten Artefakte werden dann durch Kombinieren des in Fig. 3c gezeigten Signals mit dem in Fig. 3d gezeigten Signal entfernt, wodurch als Ausgangssignal des Math-Verstärkers 70 das in Fig. 3e abgebildete artefaktfreie EKG entsteht.

Patentansprüche

1. System zur Beseitigung von Artefakten aus einer sich wiederholenden, zusammengesetzten Wellenform, **dadurch gekennzeichnet**, daß es folgende Elemente aufweist:
 Einen Signaleingang und einen Frequenzteiler zur Aufnahme eines elektrischen, eine zusammengesetzte Wellenform enthaltenden Signals und zum Teilen des Eingangssignals in mehrere Signalzweige;
 ein Signalverzögerungsmittel zur Zeitverzögerung wenigstens eines der Signalzweige, wobei der verzögerte Signalzweig um einen im wesentlichen einem ganzen Vielfachen der zusammengesetzten Wellenform entsprechenden Wert verzögert ist;
 ein Artefaktisolierungsmittel zur Isolierung einer ein Artefakt enthaltenden Komponente aus dem verzögerten Signalzweig;
 einen zweiten Signalzweig, wobei dieser zeitlich versetzt zu dem verzögerten Signalzweig ist;
 ein Artefaktbeseitigungsmittel zum Abziehen der einen Artefakt enthaltenden Komponente von einem gemeinsamen Signal, das durch Summieren des verzögerten Signalzweigs mit wenigstens dem zweiten Signalzweig gebildet ist, wodurch ein im wesentlichen artefaktfreies Signal gebildet wird; sowie
 ein Ausgangsmittel zur Übertragung des artefaktfreien Signals zu einer Ausgangsvorrichtung.
2. System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet,

net, daß das Signalverzögerungsmittel ein analoger Verzögerungsschaltkreis mit Rückkopplungssteuerung durch einen spannungsgeregelten Oszillator ist.

3. System nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der spannungsgeregelte Oszillator von einem Phasendetektorkreis gespeist wird.

4. System nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Phasendetektorkreis einen Tiefpaßfilter aufweist und ein phasensteuerndes Ausgangssignal erzeugt, wenn das verzögerte und das zweite Signal außer Phase sind.

5. System nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Artefaktisolierungsmittel einen mit einem Hochpaßfilter verbundenen Phasendetektor aufweist.

6. System nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß es weiterhin ein Detektormittel und ein Ausgangsmittel für eine zusammengesetzte Wellenformfrequenz aufweist.

7. Verfahren zur Beseitigung von Artefakten aus einem Elektrokardiogramm (EKG), gekennzeichnet durch die folgenden Schritte:

Aufnehmen und Teilen eines EKG-Eingangssignals in wenigstens zwei Signalzweige;

Verzögern wenigstens eines Signalzweigs um einen Wert, der im wesentlichen der Periode des mit einem Herzschlag verbundenen EKG-Signals entspricht;

Isolieren des Artefakts aus dem verzögerten Signalzweig und einer zweiten, von dem verzögerten Signalzweig verschobenen Signalzweigzeit;

Kombinieren der Signalzweige, aus denen die Artefakte isoliert wurden;

Subtrahieren der isolierten Artefakte von den kombinierten Signalzweigen; und

Ausgabe eines dem EKG entsprechenden Signals, das im wesentlichen frei von Artefakten ist.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Verzögerungsschritt ein Mittel zur Aufrechterhaltung der Phase zwischen dem verzögerten und dem zweiten Signalzweig eingesetzt wird.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß es als weiteren Schritt die Ausgabe eines einer Frequenz des Herzschlags entsprechenden Signals umfaßt.

10. Vorrichtung zur Verarbeitung eines EKG-Signals, gekennzeichnet durch

Mittel zur Aufnahme eines ein Patienten-EKG darstellenden Signals;

Mittel zur Speicherung (111) eines Teils des einen Herzschlag darstellenden Signals;

Mittel zur Isolierung von Artefakten (50, 60, 70; 160, 170) aus einem Echtzeit-EKG-Signal und dem gespeicherten EKG-Signal;

Mittel zur Aufrechterhaltung der Phase (40, 80, 85; 140, 180, 185) zwischen dem Echtzeit-EKG-Signal und dem gespeicherten EKG-Signal;

Summierungsmittel zum Verbinden des Echtzeit-EKG-Signals und des gespeicherten EKG-Signals;

Subtrahierungsmittel zur Beseitigung der isolierten Artefakte aus den verbundenen Signalen; und

Ausgangsmittel (70, 75, 90; 170, 175, 190) zur Ausgabe eines im wesentlichen artefaktfreien EKG-Signals.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß sie weiterhin Frequenzdetektor-

mittel zur Bestimmung einer Herzfrequenz aus dem Echtzeit-EKG-Signal aufweist.

12. Vorrichtung nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, daß das Mittel zur Aufrechterhaltung der Phase einen Phasendetektor (40; 140), einen Tiefpaßfilter (80; 180) und einen spannungsge- 5 regelten Oszillator (85; 185), der mit dem Ausgang des Speichermittels verbunden ist und dieses steuert, aufweist.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

THIS PAGE LEFT BLANK

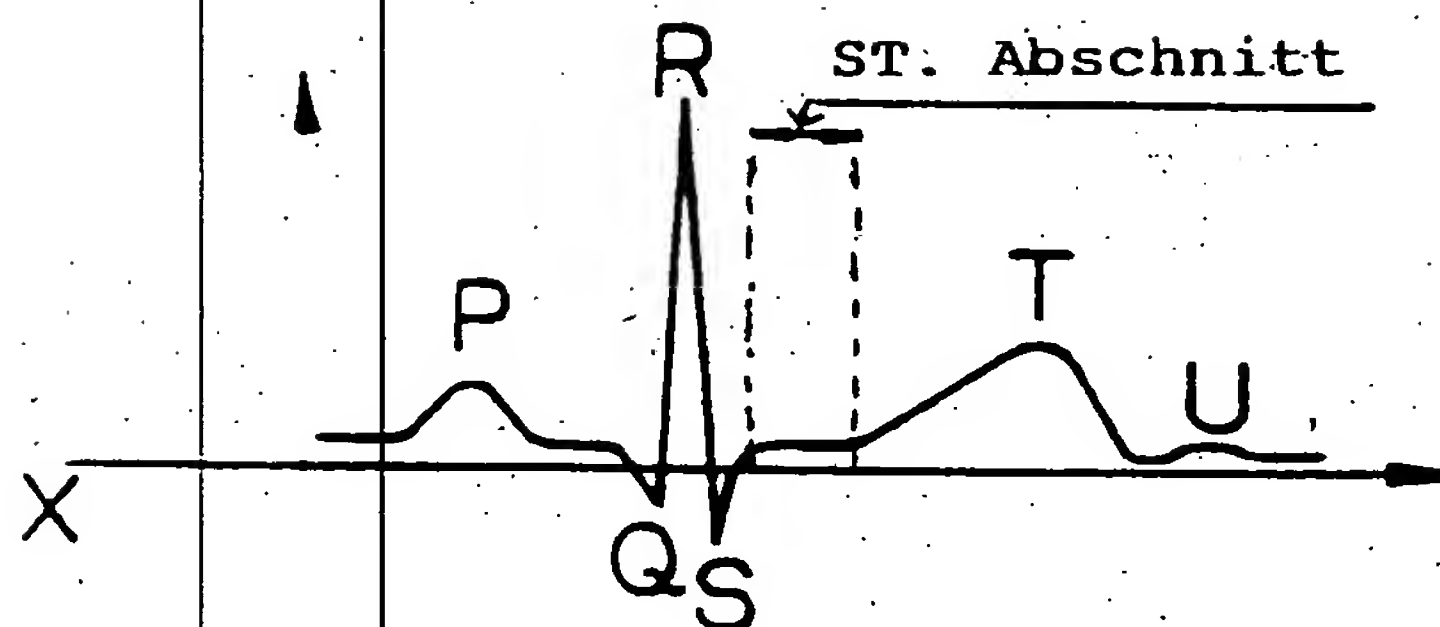
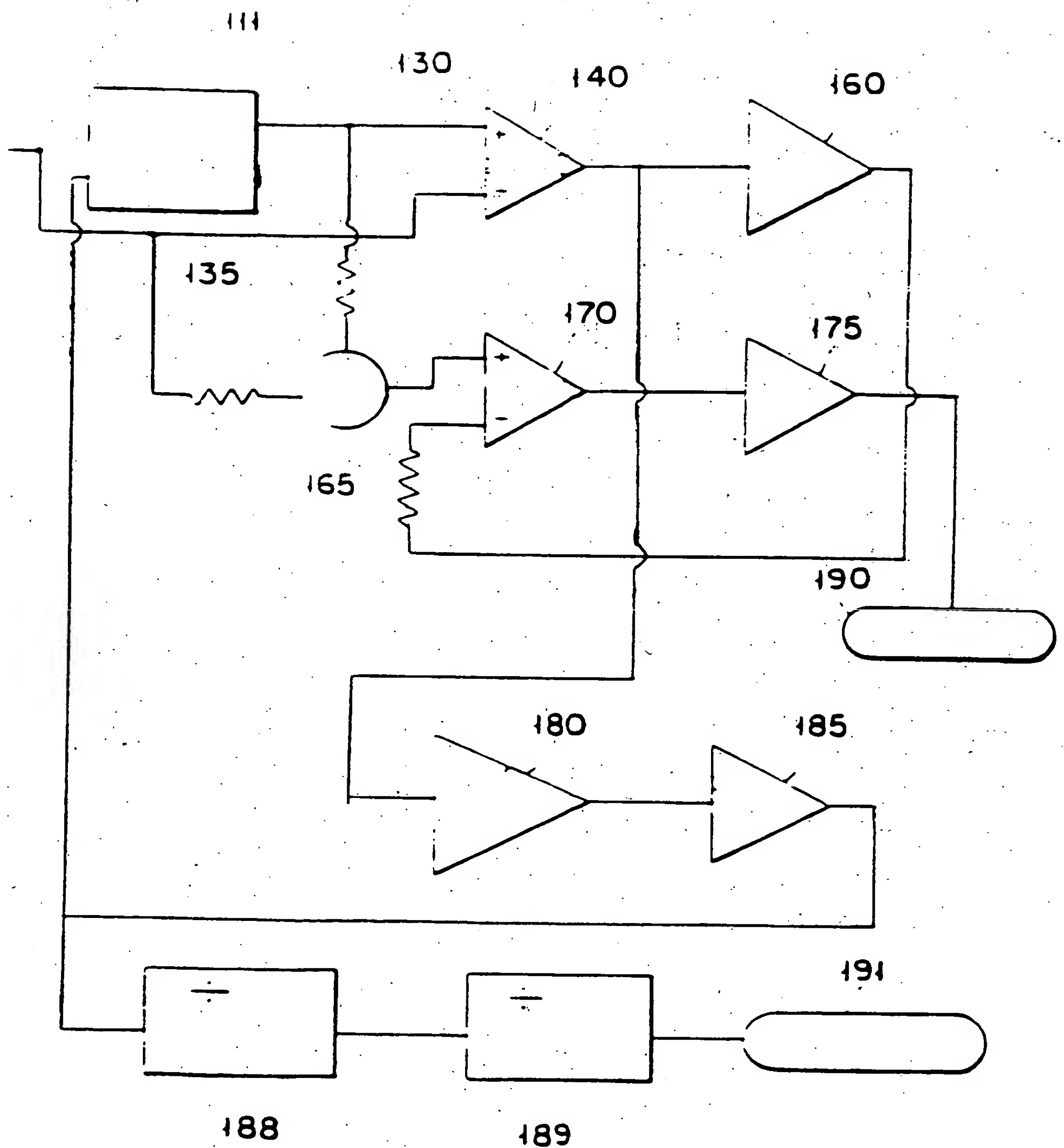
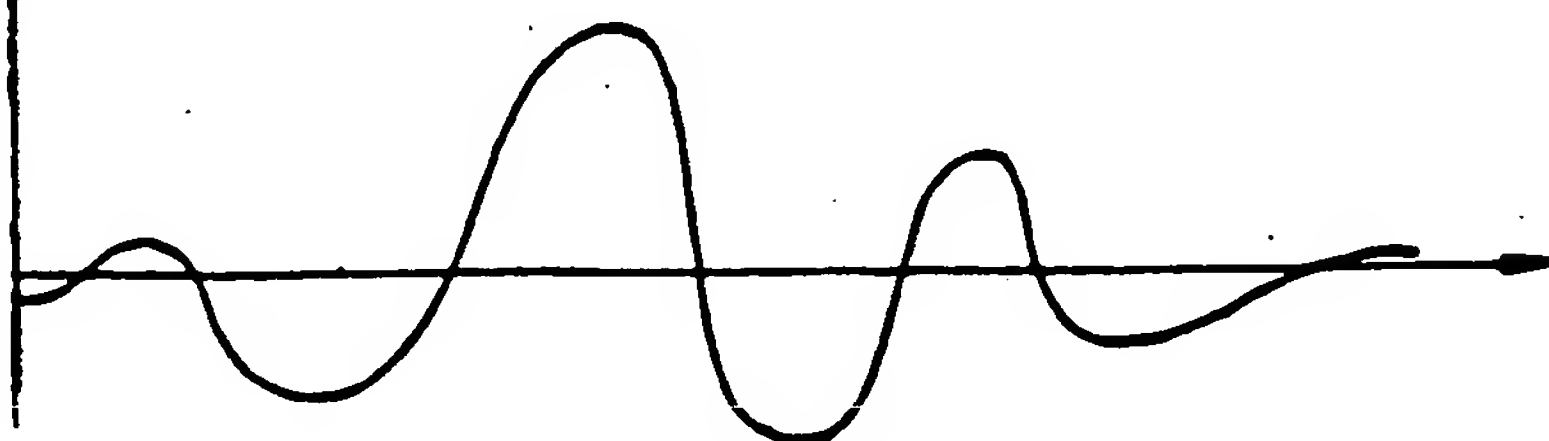
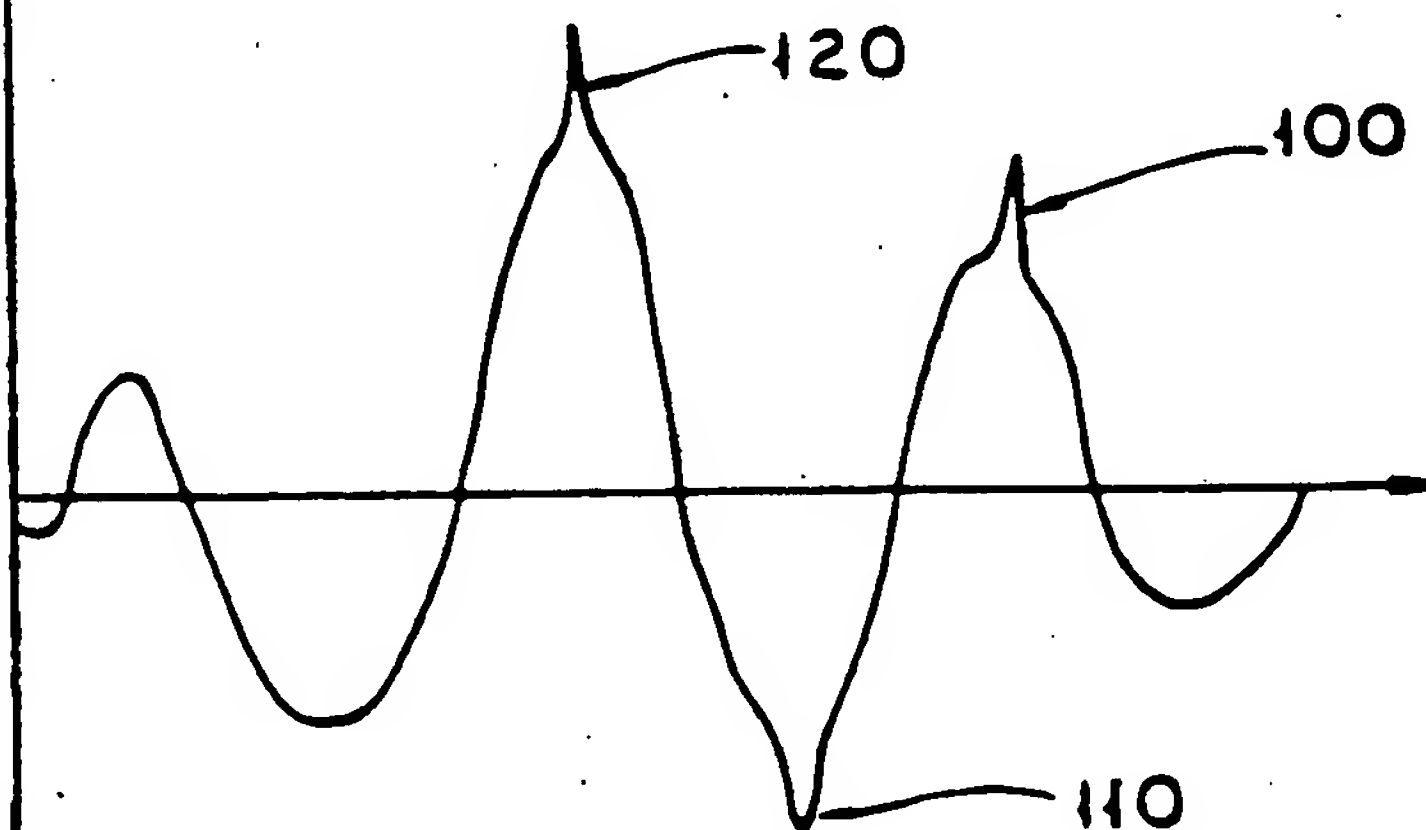
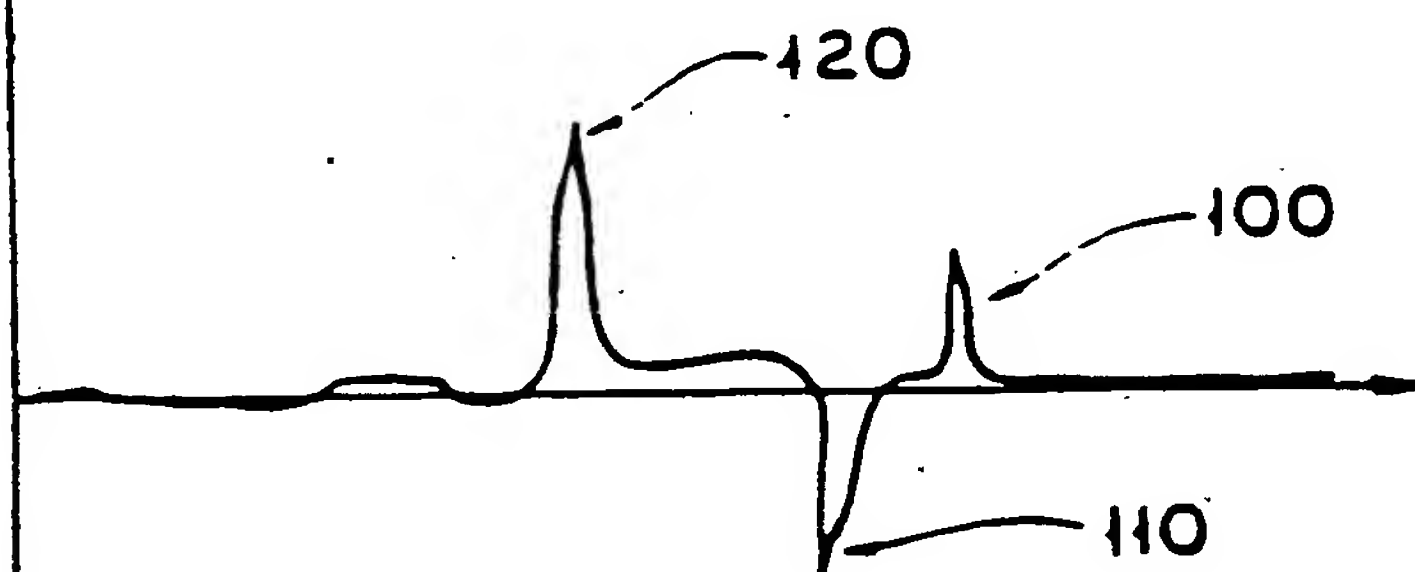
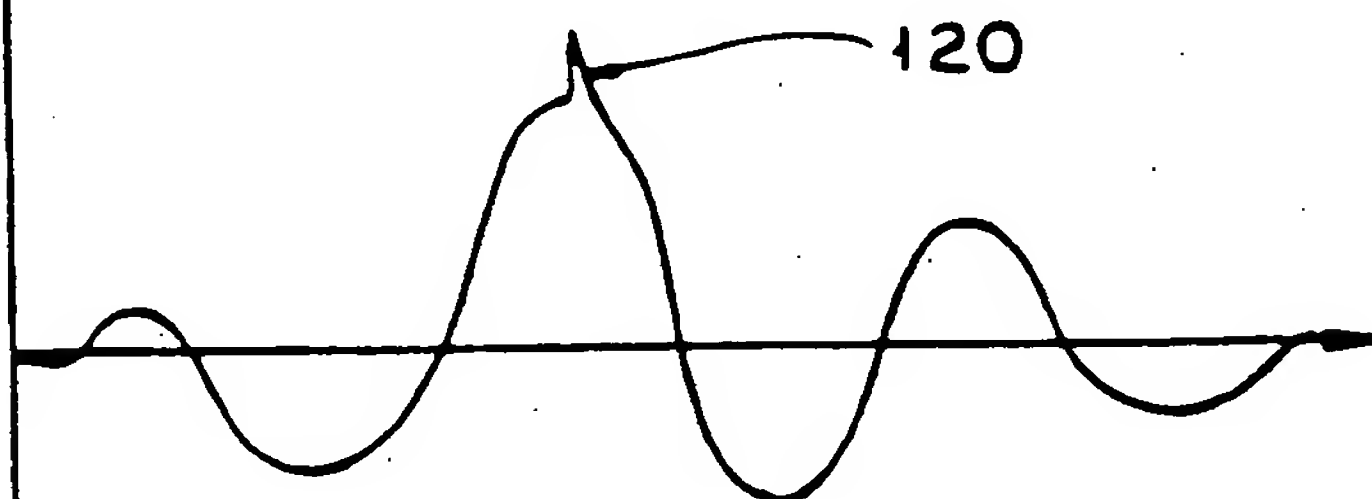
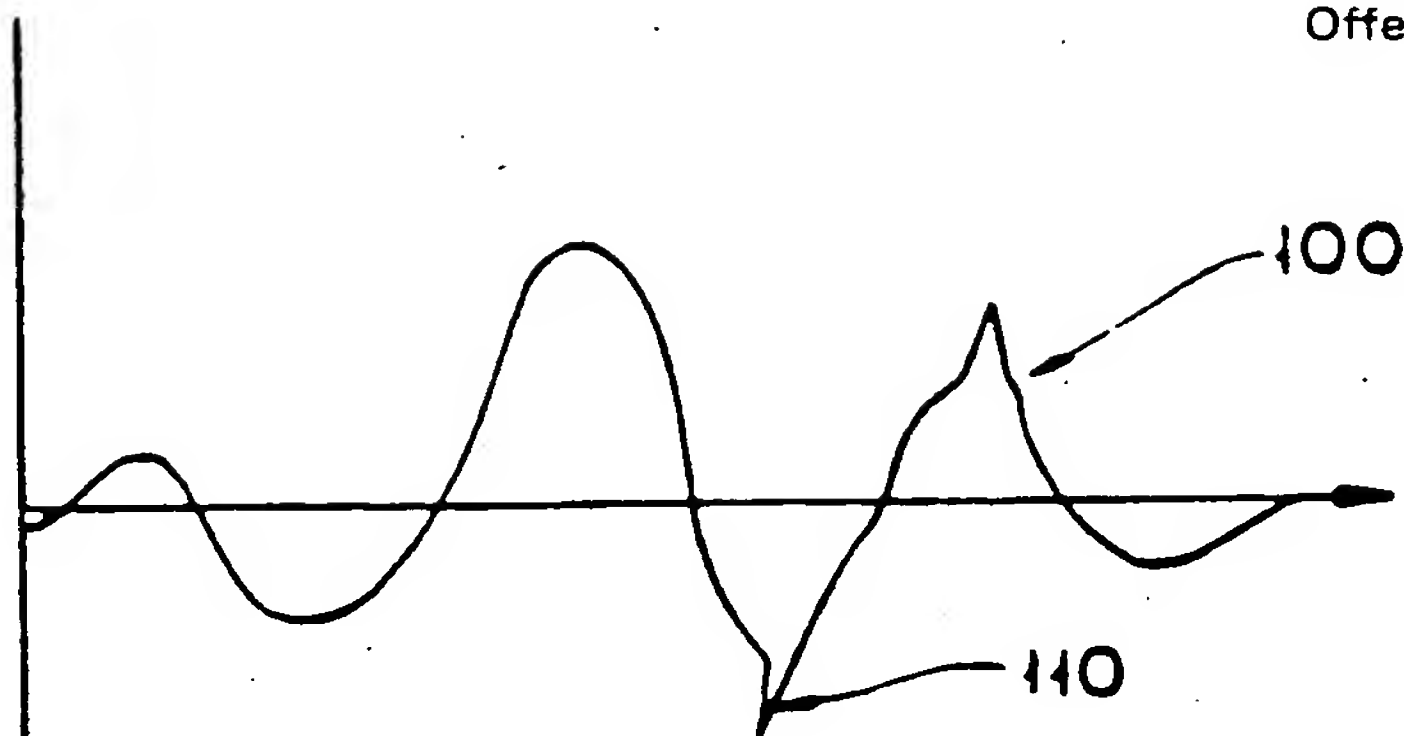


FIG. 1





**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)